

101510597

PCT/DEU 3/01054 #2

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

Rec'd PCT/PTO 11 OCT 2004

REC'D 26 JUN 2003

WIPO

PCT

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 15 986.6

Anmeldetag: 11. April 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Kapselung eines Magnet-Resonanz-
Tomographiegeräts, insbesondere zur Dämpfung
niedriger Frequenzen

IPC: G 01 R 33/385

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 23. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Hoß

Beschreibung

Kapselung eines Magnet-Resonanz-Tomographiegeräts,
insbesondere zur Dämpfung niedriger Frequenzen

5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die
Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie; MRT)
wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten
Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende

10

Erfindung insbesondere auf ein Kernspintomographiegerät, bei
dem Schwingungen von Gerätekompnenten insbesondere im
Bereich niedriger Frequenzen durch eine neuartige Kapselung
des MRT-Gerätes gedämpft werden.

15

Die MRT basiert auf dem physikalischen Phänomen der
Kernspinresonanz und wird als bildgebendes Verfahren seit
über 15 Jahren in der Medizin und in der Biophysik
erfolgreich eingesetzt. Bei dieser Untersuchungsmethode wird
das Objekt einem starken, konstantem Magnetfeld ausgesetzt.

20

Dadurch richten sich die Kernspins der Atome in dem Objekt,
welche vorher regellos orientiert waren, aus.

Hochfrequenzwellen können nun diese „geordneten“ Kernspins zu
einer bestimmten Schwingung anregen. Diese Schwingung erzeugt
in der MRT das eigentliche Messsignal, welches mittels
geeigneter Empfangsspulen aufgenommen wird. Durch den Einsatz
inhomogener Magnetfelder, erzeugt durch Gradientenspulen,
kann dabei das Messobjekt in alle drei Raumrichtungen
räumlich kodiert werden. Das Verfahren erlaubt eine freie

30

Wahl der abzubildenden Schicht, wodurch Schnittbilder des
menschlichen Körpers in allen Richtungen aufgenommen werden
können. Die MRT als Schnittbildverfahren in der medizinischen
Diagnostik, zeichnet sich in erster Linie als

35

„nicht-invasive“ Untersuchungsmethode durch ein vielseitiges
Kontrastvermögen aus. Die MRT verwendet heute Anwendungen mit
hoher Gradientenleistung, die bei Messzeiten in der
Größenordnung von Sekunden und Minuten eine exzellente
Bildqualität ermöglichen.

Die ständige technische Weiterentwicklung der Komponenten von MRT-Geräten, und die Einführung schneller Bildgebungssequenzen eröffnete der MRT immer mehr Einsatzgebiete in der Medizin. Echtzeitbildgebung zur Unterstützung der minimalinvasiven Chirurgie, funktionelle Bildgebung in der Neurologie und Perfusionsmessung in der Kardiologie sind nur einige wenige Beispiele.

- Figur 8 zeigt einen schematischen Schnitt durch ein MRT-Gerät nach Stand der Technik. Der Schnitt zeigt weitere Komponenten des Innenraums den der Grundfeldmagnet 1 umschließt. Der Grundfeldmagnet 1 enthält supraleitende Magnetspulen die sich in flüssigem Helium befinden und ist von einer Magnethülle 12 in Form eines zweischaligen Kessels umgeben. Für eine Konstanthaltung der Temperatur ist der außen an der Magnethülle 12 angebrachte sogenannte Kaltkopf 15 verantwortlich. In dem von der Magnethülle 12 (auch Magnetgefäß genannt) umschlossenen Innenraum ist über Tragelemente 7 die Gradientenspule 2 konzentrisch eingehängt. Im Innern der Gradientenspule 2 ist wiederum der Hochfrequenz-Resonator 13 ebenfalls konzentrisch eingebracht. Dieser hat die Aufgabe, die von einem Leistungssender abgegebenen HF-Pulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Atomkerne des Patienten 18 umzusetzen und anschließend das von dem präzedierenden Kernmoment ausgehende Wechselfeld in eine dem Empfangszweig zugeführte Spannung zu wandeln. Der obere Teil des Hochfrequenz-Resonators 13 (ist über eine Verkleidung 29 mit der Magnethülle 12 mechanisch verbunden. An den unteren Teil des Hochfrequenz-Resonators 13 sind angrenzend sogenannte Zungen 30 montiert über die der Hochfrequenz-Resonator 13 wiederum über eine Verkleidung 29 sowie mittels Tragelementen 7 mit dem unteren Teil der Magnethülle 12 mechanisch verbunden ist. Der Patient 18 wird auf einer Patientenliege 19 über auf den Zungen 30 und dem HF-Resonator 13 (beides zusammen wird auch als Body-Coil bezeichnet) angebrachten Gleitschienen 17 in die Öffnung bzw.

den Innenraum des Systems eingefahren. Die Patientenliege ist auf einem vertikal verstellbaren Tragrahmen 16 gelagert.

Der grundsätzliche Aufbau des Grundfeldmagnets ist in Figur 9 perspektivisch dargestellt. Sie zeigt den Grundfeldmagneten 1 (z.B. einen axialen supraleitenden Luftspulenmagneten mit aktiver Streufeldabschirmung) der in einem Innenraum ein homogenes magnetisches Grundfeld erzeugt. Der supraleitende Magnet 1 besteht im Inneren aus supraleitenden Spulen die sich in flüssigem Helium befinden. Der Grundfeldmagnet ist von einem zweischaligen Kessel, der in der Regel aus Edelstahl ist, umgeben. Der innere Kessel, der das flüssige Helium beinhaltet und zum Teil auch als Windungskörper für die Magnetspulen dient, ist über schwach wärmeleitende Gfk-Stäbe (Rods) an dem äußeren Kessel, der Raumtemperatur hat, aufgehängt. Zwischen innerem und äußerem Kessel herrscht Vakuum.

Mittels Tragelementen 7 ist die zylinderförmige Gradientenspule 2 in den Innenraum des Grundfeldmagneten 1 konzentrisch eingesetzt. Darin befindet sich ebenfalls konzentrisch eingesetzt die Body Coil 13.

Die Gradientenspule 2 besitzt drei Teilwicklungen, die ein dem jeweils eingepprägten Strom proportionales, räumlich jeweils zueinander senkrecht Gradientenfeld erzeugen. Wie in Figur 10 dargestellt umfaßt die Gradientenspule 2 eine x-Spule 3, eine y-Spule 4 und eine z-Spule 5, die jeweils um den Spulenkern 6 gewickelt sind und so ein Gradientenfeld zweckmäßigerweise in Richtung der kartesischen Koordinaten x, y und z erzeugen. Jede dieser Spulen ist mit einer eigenen Stromversorgung ausgestattet um unabhängige Strompulse entsprechend der in der Pulssequenzsteuerung programmierten Folge amplituden- und zeitgenau zu erzeugen. Die erforderlichen Ströme liegen bei etwa 250 A. Da die Gradientenschaltzeiten so kurz wie möglich sein sollen, sind Stromanstiegsraten in der Größenordnung von 250 kA/s nötig.

In einem außerordentlich starken Magnetfeld wie es der Grundfeldmagnet 1 erzeugt (typischerweise zwischen 0,22 bis 1,5 Tesla) sind mit derartigen Schaltvorgängen aufgrund der dabei auftretenden Lorentzkräfte starke mechanische

5 Schwingungen verbunden. Alle mechanisch an das Gradientensystem angekoppelten Systemkomponenten (Gehäuse, Abdeckungen, Kessel des Grundfeldmagneten bzw. Magnethülle, Body-Coil BC usw.) werden zu erzwungenen Schwingungen angeregt.

10

Da die Gradientenspule in aller Regel von leitfähigen Strukturen umgeben ist (z.B. Magnethülle aus Edelstahl, leitfähige Kupfer-Flächen des HF-Resonators), werden in diesen durch die gepulsten Felder Wirbelströme angeworfen, die durch Wechselwirkung mit dem Grundmagnetfeld Kraftwirkungen auf diese Strukturen ausüben und diese ebenfalls zu Schwingungen anregen.

15

Eine weitere Vibrationsquelle, die hauptsächlich das Magnetgefäß zu Schwingungen anregt, ist der sogenannte Kaltkopf 6 der dafür sorgt, daß die Temperatur des Grundfeldmagneten 1 erhalten bleibt. Er wird von einem Kompressor angetrieben und übt auf die Hülle des Grundfeldmagneten 1 mechanische Schläge aus.

20

Diese Schwingungen der verschiedenen MR-Komponenten wirken sich in vielen Aspekten negativ auf das MR-System aus:

1. Es wird ausgesprochen starker Luftschall erzeugt (Lärm) der sich als Belästigung des Patienten, des Bedienpersonals und anderen Personen in der Nähe der MR-Anlage darstellt.
2. Die Vibrationen der Gradientenspule sowie des Grundfeldmagneten und deren Übertragung auf den HF-Resonator im Innenraum des Grundfeldmagneten bzw. der Gradientenspule äußern sich in unzureichender klinischer Bildqualität, die sogar zu Fehldiagnosen führen kann (z.B. bei funktioneller Bildgebung, fMRI).

30

35

3. Wenn sich die Schwingungen der Magnethülle - also des äußeren Kessels - über die Gfk-Stäbe auf den inneren Kessel übertragen, bzw. der Supraleiter selbst zu Schwingungen angeregt wird, erfolgt - ähnlich wie bei einem Ultraschall-Zerstäuber - im Inneren des Kessels eine erhöhte Heliumabdampfung, welche höhere Kosten nach sich zieht.

Wie bereits erwähnt gehen die meisten Vibrationen bzw. der meiste Lärm in irgendeiner Weise von den Gradientenspulen (Gradient-Coils GC) aus. Die Lärmerzeugung des Kaltkopfes beträgt nur 70 bis 80 dB im Vergleich zu 120dB der Gradientenspule die diesen weitaus größeren Wert auf unterschiedliche Wege auf Magnethülle und HF-Resonator überträgt.

Um die Übertragung des Lärms auf den HF-Resonator bzw. auf die einen solchen darstellenden Kupfer-Wirbelstromflächen zu vermindern wurden bereits verschiedene Maßnahmen unternommen: Zum ersten wurden die bisher in ein Papier-Waben-strukturiertes Tragrohr relativ locker eingelegten großflächigen Kupfer-Folien durch "Schlitzen" wesentlich verkleinert. Zum zweiten wurden diese mit dem Tragrohr starr und fest verbunden, so daß nur eine Schwingung des Tragrohrs auch zu einer Schwingung der Kupfer-Leiterflächen führen konnte. Zum dritten wurde eine Schwingung des Tragrohrs erschwert indem die Masse des Tragrohrs durch Verwendung anderer Materialien wesentlich vergrößert wurde.

Trotz dieser Modifizierungen findet dennoch eine weitere Lärmübertragung von der Gradientenspule auf den HF-Resonator genauso aber auch auf die Magnethülle statt. Es sind im Wesentlichen drei Übertragungsmechanismen die im Folgenden skizziert werden:

I. Durch das Schalten der Gradientenspule werden sowohl in der Magnethülle als auch im HF-Resonator Wirbelströme erzeugt

deren Lorentzkräfte nach wie vor insbesondere in der Magnethülle zu Vibrationen führen.

II. Gradientenspule und HF-Resonator bzw. Magnethülle und
5 Gradientenspule stellen jeweils zwei ineinandergeschobene
Zylinder dar, deren radialer Abstand - in Form eines
Luftspalts - zwischen Magnet und GC etwa 1cm und zwischen GC
und BodyCoil nur etwa 3cm beträgt. Die Gradientenspule regt
die Luft in diesem Luftspalt zu Schwingungen an, die jeweils
10 an Magnethülle sowie HF-Resonator übertragen werden..

III. Die Gradientenspule ist in die Öffnung der Magnethülle
mittels Tragelemente konzentrisch eingehängt. Über diese
mechanische Abstützung werden Schwingungen des
15 Gradientensystems an die Magnethülle übertragen. Genauso ist
auch die HF-Spule im Inneren der schwingenden Magnethülle
eingehängt. Diese Schwingungen übertragen sich auf den HF-
Resonator.

20 Im Stand der Technik wird der Übertragung von
Schwingungsenergie auf die Magnethülle bzw. den HF-Resonator
sowie der Lärmabstrahlung über die Magnethülle bzw. über den
HF-Resonator durch den Einsatz von mechanischen und/oder
elektromechanischen Schwingungsdämpfern entgegengewirkt.
5 Üblicherweise kommen passiv wirkende z.B. Gummilager zum
Einsatz, oder aber z.B. in die Gradientenspule integrierte
Piezo-Aktuatoren, die im geregelten Betrieb ein aktives
Gegensteuern ermöglichen und so die Schwingungsamplitude der
Gradientenspule vermindern. Schwingungen der Magnethülle
30 werden üblicherweise durch Kissen gegenüber der
Gradientenspule mechanisch gedämpft.

Zur Reduktion der Schwingungen werden üblicherweise auch
folgende passive Maßnahmen vorgenommen:

35

- Einsatz dicker und schwerer Materialien
- von „Außen“ aufgebrachte Dämpfungsschichten (z.B. Teer)

Weiterhin ist es bekannt dies durch Einbringen
schallabsorbierender sogenannter akustischer Schäume in den
5 Bereich zwischen Tragrohr und Gradientenspule zu erreichen.

Nichtsdestotrotz ist die akustische Abstrahlung eines heute
üblichen MRT-Gerätes insbesondere im Bereich niedriger
Frequenzen (50-200Hz) immer noch sehr hoch.

10

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, die
Lärmübertragung beim Betrieb eines MRT-Gerätes im gesamten
relevanten Frequenzbereich (50-2000Hz) auf einfache
kostengünstige Weise weiter zu verringern.

15

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung durch die Merkmale des
unabhängigen Anspruchs gelöst. Die abhängigen Ansprüche
bilden den zentralen Gedanken der Erfindung in besonders
vorteilhafter Weise weiter.

20

Erfindungsgemäß wird also ein Kernspin-Tomographiegerät
beansprucht das einen Magnetkörper aufweist und der umgeben
ist von einer Magnethülle die einen Innenraum umgibt und
begrenzt, wobei sich in diesem Innenraum ein
Gradientenspulensystem und in diesem wiederum ein innerer
Kapselungszylinder befinden und die Magnethülle und das
Gradientenspulensystem von dem inneren Kapselungszylinder und
einer Kapsel nach außen akustisch abgeschlossen sind, so daß
akustische Schwingungen, welche beim Umschalten des
30 Gradientenspulensystems erzeugt und auf die Magnethülle
übertragen werden, nicht in den Außenraum dringen.

35

Erfindungsgemäß stellt die Kapsel ein System aus drei
Schichten dar, bei dem in einer ersten möglichen
Ausführungsform die äußerste Schicht aus einer Deckschicht
besteht, die mittlere Schicht aus einer Vollschaumschicht

besteht und die innere Schicht aus einer Schaumwürfel oder Schaumstreifen enthaltenden Teilschaumschicht besteht.

In einer zweiten Ausführungsform der Kapsel besteht die
5 äußerste Schicht aus einer Deckschicht, die mittlere Schicht aus einer Schaumwürfel oder Schaumstreifen enthaltenden Teilschaumschicht und die innerste Schicht aus einer Vollschaumschicht.

10 Beide Ausführungsformen sind akustisch gesehen gleichwertig. Die erste Ausführungsform der Kapsel hat den Vorteil, daß eine als innere Schicht ausgebildete Teilschaumschicht einen Toleranzausgleich ermöglicht, da eine unterbrochene Schicht
15 sich leichter an ungeplante Verformungen der Magnethülle anpassen kann. Vorteilhafterweise weist die Deckschicht ein hohes Flächengewicht auf.

Weiterhin vorteilhaft ist eine erfindungsgemäße Schicht-
Aufteilung der Kapsel derart, daß die Vollschaumschicht 2/3
20 und die Teilschaumschicht 1/3 der gesamten Schichtdicke des Systems einnimmt.

Ein wesentlicher Punkt der Erfindung ist,
daß der Flächenfüllgrad der Teilschaumschicht zu 15% bis 25%
aus Schaum in Form von Schaumwürfeln und/oder Schaumstreifen
besteht. Dadurch wird die Resonanz der Kapsel unter den
akustisch relevanten Bereich (<50Hz) verlagert.

Vorteilhaft ist eine Breite der Schaumstreifen und der
30 Schaumwürfel in der Größenordnung von 5cm.

Zum Zweck der Wärmeabführung beispielsweise durch natürliche Konvektion weist die Kapsel erfindungsgemäß an geeigneten Stellen Durchbrüche auf.

35

Ein solcher Durchbruch besteht erfindungsgemäß aus einer Luftbrücke in der vorteilhafterweise gestaffelt versetzt-

verzahnte Schaumstoffleisten ein Labyrinth erzeugen durch das Luft hindurchtreten kann, akustische Schwingungen jedoch abgedämpft werden.

- 5 Ein weiterer Punkt der vorliegenden Erfindung besteht darin, den inneren Kapselungszylinder, der in der Mitte aus einem zylindrischen HF-Resonator besteht, durch zylindrische Tragrohr-Verlängerungsstücke insgesamt relativ zu der dahinterliegenden Gradientenspule zu verlängern, so daß
10 dieses Tragrohr länger als die Gradientenspule ist, wobei unten an die Tragrohrverlängerungsstücke Zungen angebracht sind.

- 15 Erfindungsgemäß ist die Kapsel an den Zungen sowie an den Tragrohrverlängerungsstücken akustisch dicht angeflanscht. Versteifend und optisch ansprechend ist dabei eine trichterförmige Aufweitung der Tragrohr-Verlängerungsstücke im vorderen Bereich.

- 20 Zur weiteren Schwingungsreduzierung sind die Tragrohr-Verlängerungsstücke vorteilhaft an den äußeren Enden mit Versteifungsringen versehen.

Das ursprüngliche Body-Coil Tragrohr, die Tragrohr-Verlängerungsstücke und die Zungen bilden ein Teil.

Vorteilhafterweise sind die Zungen an den äußeren Enden ebenfalls mit Versteifungsringen versehen.

- 30 In einer weiteren Ausführung der Erfindung sind die Zungen zusätzlich versteift, wobei die zusätzliche Versteifung durch weitere Schienen (33) realisiert ist.

- 35 Weitere Vorteile, Merkmale und Eigenschaften der vorliegenden Erfindung werden nun anhand von Ausführungsbeispielen bezugnehmend auf die begleitenden Zeichnungen näher erläutert.

Figur 1 zeigt einen schematischen Schnitt durch den erfindungsgemäß gekapselten Grundfeldmagneten und den erfindungsgemäß modifizierten Komponenten des Innenraums den dieser umschließt,

Figur 2 zeigt einen Schnitt durch die dämmende Kapselung an der Schnittstelle zum erfindungsgemäß modifizierten HF-Resonator,

Figur 3 zeigt anhand eines Schnittes durch die dämpfende Kapselung die Größenverhältnisse der jeweiligen Elemente zueinander,

Figur 4 zeigt die Draufsicht auf mögliche innenseitige Elemente der Kapselung,

Figur 5 zeigt im Querschnitt eine mögliche Ausgestaltung eines Durchbruchs,

Figur 6 zeigt die perspektivische Ansicht eines erfindungsgemäß modifizierten HF-Resonators,

Figur 7 zeigt die perspektivische Ansicht eines HF-Resonators nach Stand der Technik,

Figur 8 stellt gemäß dem Stand der Technik einen schematischen Schnitt durch den Grundfeldmagneten und den Komponenten des Innenraums den dieser umschließt dar,

Figur 9 zeigt eine perspektivische Darstellung des Grundfeldmagneten,

Figur 10 zeigt eine perspektivische Darstellung der Gradientenspule mit den drei Teilwicklungen.

Ein herkömmliches MRT-Gerät nach dem Stand der Technik, wie es beispielsweise schematisch in Figur 8 dargestellt wurde, hat - abgesehen vom Kaltkopf - als wesentliche Vibrations-Quelle bzw. Schwingungszentrum die Gradientenspule 2.

5 Die vorliegenden Erfindung ermöglicht es, die Lärmübertragung und Lärmabstrahlung insbesondere im niederfrequenten Bereich (50-200Hz) durch dreierlei Maßnahmen bzw. Kombination dieser drei Maßnahmen wesentlich zu vermindern.

10 Die Maßnahmen sind:

A) Kapselung der Magnethülle einschließlich Gradientenspule durch eine freitragende Schichtstruktur deren strukturelle Steifigkeit weicher ist als die der verwendeten Materialien,

15

B) Modifizierung des als Body-Coil (BC) ausgestalteten HF-Resonators mit seinen Zungen,

20

C) Akustisch optimierte Ausgestaltung von Durchbrüchen dieser erfindungsgemäßen Kapselung.

Die obigen erfindungsgemäßen Maßnahmen führen zu einem erfindungsgemäß modifizierten MRT-Gerät wie es in Figur 1 dargestellt ist. Die ursprüngliche Verkleidung 29 ist durch die neuartige Kapselung 22 ersetzt die an einer akustisch dichten Schnittstelle 23 mit dem BC verbunden ist und nunmehr die gesamte Magnethülle 12 im oberen und unteren Teil einschließlich Kaltkopf 15 und Gradientenspule 2 umschließt. Der Body-Coil (BC), ursprünglich bestehend aus dem

30 zylindrischen HF-Resonator 13 und angrenzenden Zungen 30 im unteren Teil, ist durch Tragrohr-Verlängerungsstücke 31 insgesamt - in Relation länger als die dahinterliegende Gradientenspule 2 - verlängert worden. Die Zungen 30 sind entsprechend verkürzt.

35

Der schematische Aufbau der Kapselung 22 im Bereich der Versteifungsringe 32 ist in Figur 2 dargestellt. Die Kapsel

besteht aus drei Schichten, einer äußeren Deckschicht 26 aus einem Material mit hohem Flächengewicht, einer ersten Schaum-Schicht 25 aus möglichst weichem Vollschaum sowie einer zweiten Schaum-Schicht 24 aus Schaumstreifen und/oder Schaumpatches (Schaum-Würfel) gleichen Materials wie das der ersten Schaum-Schicht 25.

Die Kapselung 22 ist freitragend, kann aber mit der zweiten Schaumschicht 24 beispielsweise an der Magnethülle 12 anliegen. Diese zweite Schaumschicht 24 erzeugt in Verbindung mit der ersten Schaumschicht 25 und der Deckschicht 26 eine strukturelle Weichheit der gesamten Kapselung 22, die dafür sorgt, daß Resonanzen dieser Kapselung 22 zu sehr tiefen Frequenzen verschoben werden. Dadurch wird eine Lärmerhöhung im akustisch relevanten Frequenzbereich (also $>50\text{Hz}$) im Gegensatz zu beispielsweise einer reinen Vollschaum-Kapselung (wie sie im Experiment untersucht wurde) vermieden. Ein derartiger Gesamtaufbau 22 sorgt so für eine Lärmreduktion bei tiefen ($50\text{-}200\text{Hz}$) mittleren ($200\text{-}500\text{Hz}$) und hohen ($500\text{-}2000\text{Hz}$) Frequenzen.

Die Größenverteilungen bzw. Größenverhältnisse der einzelnen Komponenten in der Kapsel 22 sind in Figuren 3 und 4 dargestellt. Die erste Schaumschicht 25 nimmt $2/3$, die zweite Schaumschicht 24 nimmt $1/3$ der gesamten Kapselschicht 22 ein. Die Dicke der Deckschicht ist vernachlässigbar gering. Insgesamt besteht die zweite Schaumschicht 24 nur zu 15-25% aus Schaummaterial. Dieser Flächenfüllgrad wird durch sogenannte Schaumpatches (Schaumwürfel) oder Schaumstreifen realisiert, wie in Figur 4 gezeigt ist. Die Breite D eines solchen Schaumstreifens bzw. die Seiten D eines derartigen Schaumwürfels betragen etwa 5cm.

Wird bei einer solchen erfindungsgemäßen Kapselung ein nach dem Stand der Technik herkömmlicher Body-Coil (BC), bestehend aus dem zylindrischen HF-Resonator 13 und angrenzenden Zungen 30 im unteren Teil (in Figur 7 perspektivisch dargestellt)

verwendet, so besitzt das System immer noch Lärmschwachpunkte an folgenden Stellen: Der zylindrische Teil 13 des BC hat an den oberen Längsenden relativ hohe Schwingungsniveaus genauso wie die Zungen 30, die trotz zweier versteifender
5 Liegeschienen 33 aufgrund ihrer beachtlichen Länge und Weichheit stark vibrieren.

Gemäß der vorliegenden Erfindung wird der BC deshalb folgendermaßen modifiziert (Eine perspektivische Darstellung
10 zeigt Figur 6):

Der zylindrische Teil des BC wird durch Tragrohr-Verlängerungsstücke 31 insgesamt länger gemacht als es die dahinterliegende Gradientenspule 2 ist. Dieser so entstandene
15 "innere Kapselungszyylinder 13,31" besteht erfindungsgemäß aus steifem, dickem und schwerem Material. Die Zungen 30 sind entsprechend verkürzt. Aus Design-technischen Gründen ist der zylindrische Teil im vorderen Bereich trichterförmig aufgeweitet und an den äußeren Enden mit Versteifungsringen
20 32 versehen an denen die Kapsel 22 akustisch dicht angeflanscht ist. Die erfindungsgemäße Erhöhung der Liegeschienen-Anzahl auf insgesamt vier reduziert die Vibrationen um etwa den Faktor 3.

Durch diese erfindungsgemäße Umbildung des BC wird an den erwähnten Lärm-technisch kritischen Stellen eine Lärmreduktion erreicht, die den Lärm des BC insgesamt auf ein vergleichbares Niveau mit dem der gesamten
Kapselungsoberfläche vermindert.

30 Insgesamt wird durch die Erfindung im gesamten akustisch relevanten Bereich (50-2000Hz) eine Verminderung der Schwingungsamplitude der Deckschicht 26 im Vergleich zu der Schwingungsamplitude der nichtgekapselten Magnethülle 12 um
35 den Faktor 30 erzielt. Dies ist mit Vibrationssensoren und Richtmikrophonen in der Nähe der schwingenden Oberflächen gemessen worden.

Wichtig bei einer derartigen Kapselung ist, daß die Wärme sämtlicher Wärme-produzierenden Komponenten, die sich im Inneren der Kapsel befinden (beispielsweise die
5 Elektronikzeile an der Seite der Magnethülle 12), abgeführt wird, um eine Überhitzung und eine damit verbundene Zerstörung zu vermeiden. Aus diesem Grund müssen an geeigneten Stellen der Kapsel 22 sogenannte Durchbrüche geschaffen werden um im Inneren eine Konvektion zu gestatten
10 durch die die besagten Komponenten gekühlt werden.

Ein derartiger Durchbruch gemäß der vorliegenden Erfindung ist in Figur 5 dargestellt. Die erfindungsgemäße Kapselung 22 weist eine durchbrochene Stelle auf die als solche eine
15 Luftbrücke 35 darstellt. Um eine Lärmübertragung an dieser Stelle zu vermeiden befinden sich in dem Durchbruch gestaffelte bzw. versetzt-verzahnte Schaumstoffleisten 27 die den Schall optimal nach außen hin wegämpfen.

Patentansprüche

1. Kernspin-Tomographiegerät aufweisend einen Magnetkörper (1) umgeben von einer Magnethülle (12) die einen Innenraum (21) umgibt und begrenzt, wobei sich in diesem Innenraum (21) ein Gradientenspulensystem (2) und in diesem wiederum ein innerer Kapselungszylinder befinden und die Magnethülle (12) und das Gradientenspulensystem (2) von dem inneren Kapselungszylinder und einer Kapsel (22) nach außen akustisch abgeschlossen sind, so daß akustische Schwingungen, welche beim Umschalten des Gradientenspulensystems (2) erzeugt und auf die Magnethülle (12) übertragen werden, nicht in den Außenraum dringen.
2. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Kapsel (22) ein System aus drei Schichten darstellt, bei dem in einer ersten möglichen Ausführungsform die äußerste Schicht aus einer Deckschicht (26) besteht, die mittlere Schicht aus einer Vollschaumschicht (25) besteht und die innere Schicht aus einer Schaumwürfel oder Schaumstreifen enthaltenden Teilschaumschicht (24) besteht.
3. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Kapsel (22) ein System aus drei Schichten darstellt, bei dem in einer zweiten Ausführungsform die äußerste Schicht aus einer Deckschicht (26), die mittlere Schicht aus einer Schaumwürfel oder Schaumstreifen enthaltenden Teilschaumschicht (24) und die innerste Schicht aus einer Vollschaumschicht (25) besteht.
4. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Deckschicht (26) ein hohes Flächengewicht aufweist.
5. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 2 bis 4,

dadurch gekennzeichnet,
daß die Vollschaumschicht (25) $\frac{2}{3}$ und die Teilschaumschicht (24) $\frac{1}{3}$ der gesamten Schichtdicke des Systems einnimmt.

- 5 6. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 2 bis 5,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Flächenfüllgrad der Teilschaumschicht (24) zu 15% bis 25% aus Schaum in Form von Schaumwürfeln und/oder Schaumstreifen besteht.

10

7. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 2 bis 6,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Breite der Schaumstreifen und der Schaumwürfel in der Größenordnung von 5cm liegt.

15

8. Kernspin-Tomographiegerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Kapsel (22) an geeigneten Stellen Durchbrüche
20 aufweist.

9. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 8,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Durchbruch aus einer Luftbrücke (35) besteht in der gestaffelt versetzt-verzahnte Schaumstoffleisten (27) ein Labyrinth erzeugen durch das Luft hindurchtreten kann, akustische Schwingungen jedoch abgedämpft werden.

10. Kernspin-Tomographiegerät insbesondere nach einem der
30 vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß der innere Kapselungszyylinder in der Mitte aus einem zylindrischen HF-Resonator (13) besteht und durch zylindrische Tragrohr-Verlängerungsstücke (31) insgesamt eine
35 Länge aufweist die größer ist als die dahinterliegende Gradientenspule (2), wobei unten an die Tragrohr-Verlängerungsstücke (31) Zungen (30) angebracht sind

11. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 10
dadurch gekennzeichnet,
daß die Kapsel (22) an den Zungen (30) sowie an den
Tragrohrverlängerungsstücken (31) akustisch dicht
5 angeflanscht ist.

12. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 10,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Tragrohrverlängerungsstücke (31) im vorderen Bereich
10 trichterförmig aufgeweitet sind.

13. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 10 bis 12,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Tragrohrverlängerungsstücke (31) an den äußeren Enden
15 mit Versteifungsringen (32) versehen sind.

14. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 10 bis 13,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Zungen (30) an den äußeren Enden mit
20 Versteifungsringen (32) versehen sind.

15. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 10 bis 14,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Zungen (30) zusätzlich versteift sind.

16. Kernspin-Tomographiegerät nach Anspruch 15,
dadurch gekennzeichnet,
daß die zusätzliche Versteifung durch weitere Schienen (33)
realisiert ist.

Zusammenfassung

Kapselung eines Magnet-Resonanz-Tomographiegeräts,
insbesondere zur Dämpfung niedriger Frequenzen

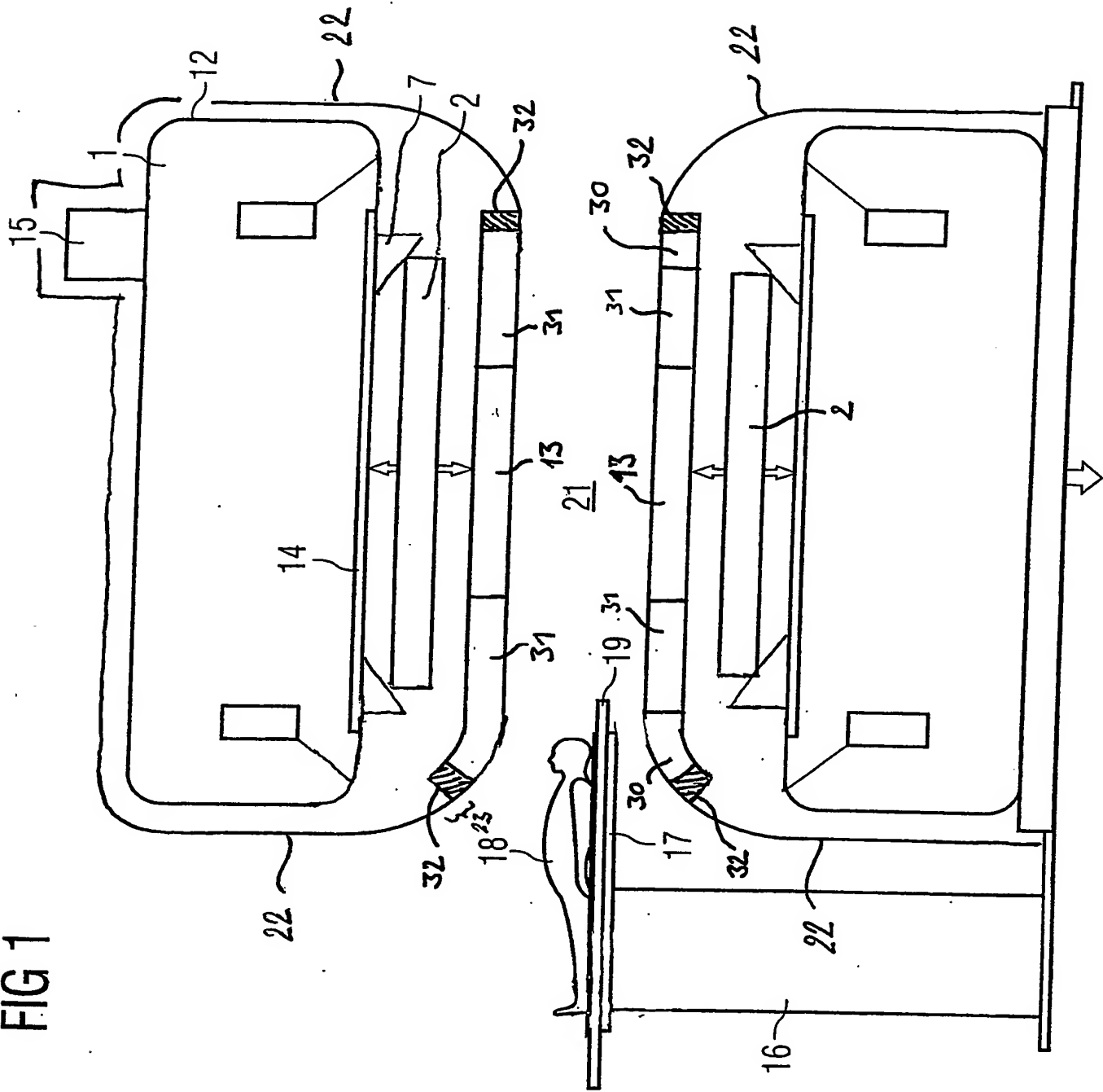
5

Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf die
Kernspintomographie (Synonym: Magnetresonanztomographie; MRT)
wie sie in der Medizin zur Untersuchung von Patienten
Anwendung findet. Dabei bezieht sich die vorliegende
10 Erfindung insbesondere auf ein Kernspintomographiegerät, bei
dem Schwingungen von Gerätekompontenten insbesondere im
Bereich niedriger Frequenzen durch eine neuartige Kapselung
des MRT-Gerätes gedämpft werden.

15 Beansprucht wird unter anderem ein Kernspin-Tomographiegerät
aufweisend einen Magnetkörper (1) umgeben von einer
Magnethülle (12) die einen Innenraum (21) umgibt und
begrenzt, wobei sich in diesem Innenraum (21) ein
Gradientenspulensystem (2) und in diesem wiederum ein innerer
20 Kapselungszylinder befinden und die Magnethülle (12) und das
Gradientenspulensystem (2) von dem inneren Kapselungszylinder
und einer Kapsel (22) nach außen akustisch abgeschlossen
sind, so daß akustische Schwingungen, welche beim Umschalten
des Gradientenspulensystems (2) erzeugt und auf die
Magnethülle (12) übertragen werden, nicht in den Außenraum
dringen.

[Figur 8]

FIG 1



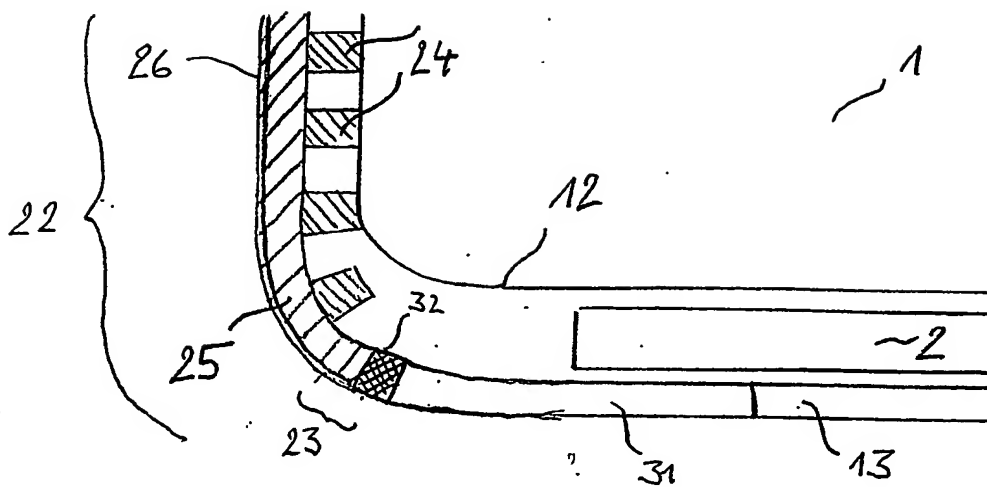


FIG 2

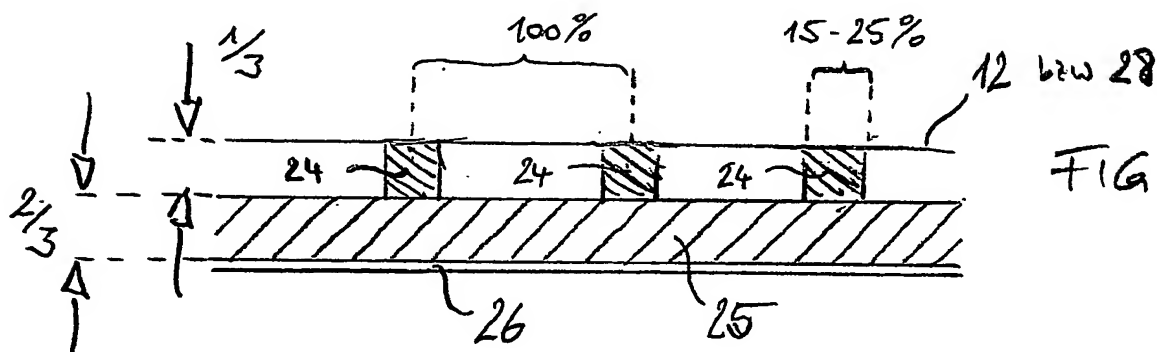


FIG 3

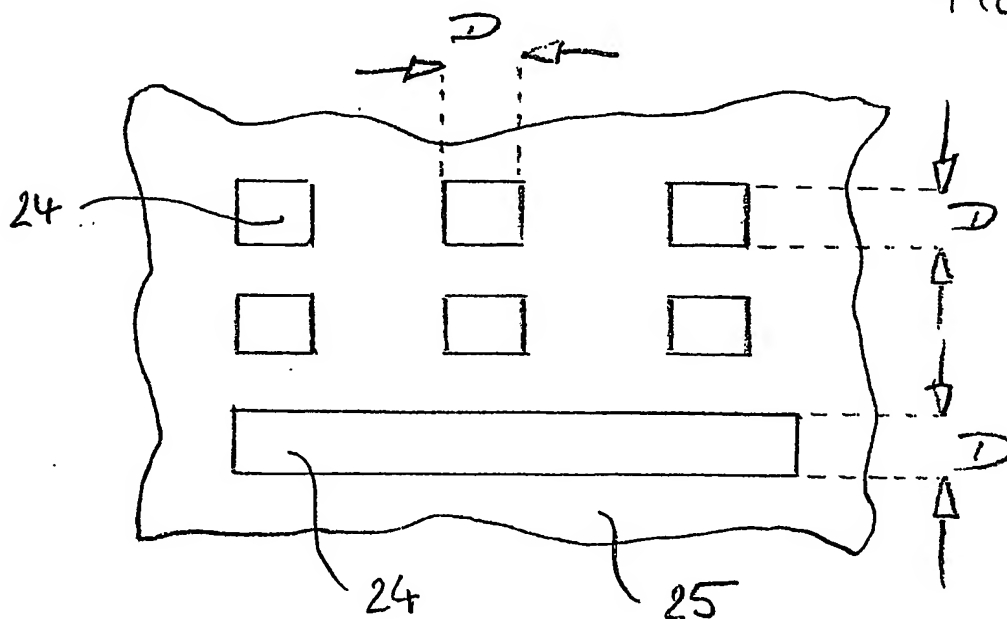
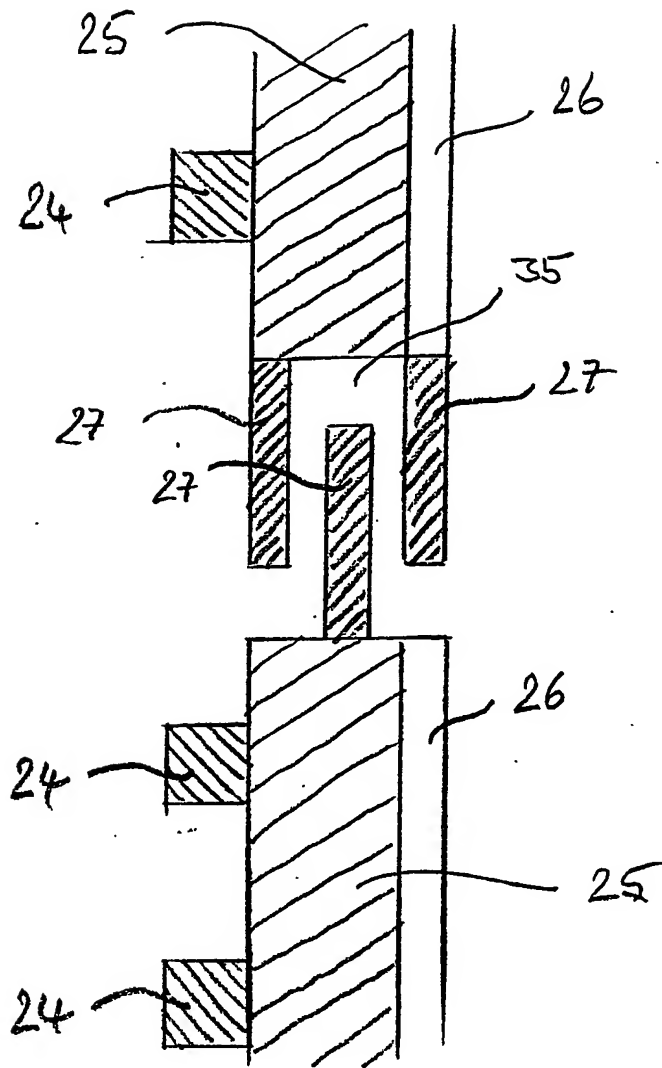


FIG 4

FIG 5



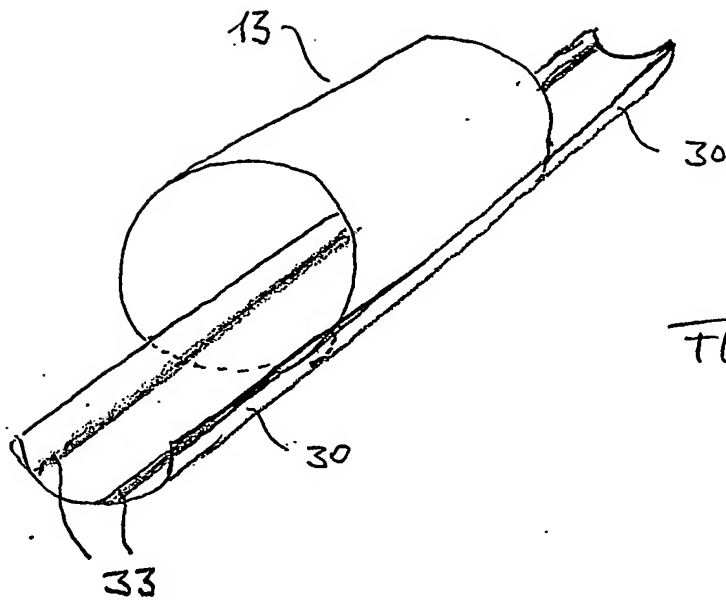


FIG 7

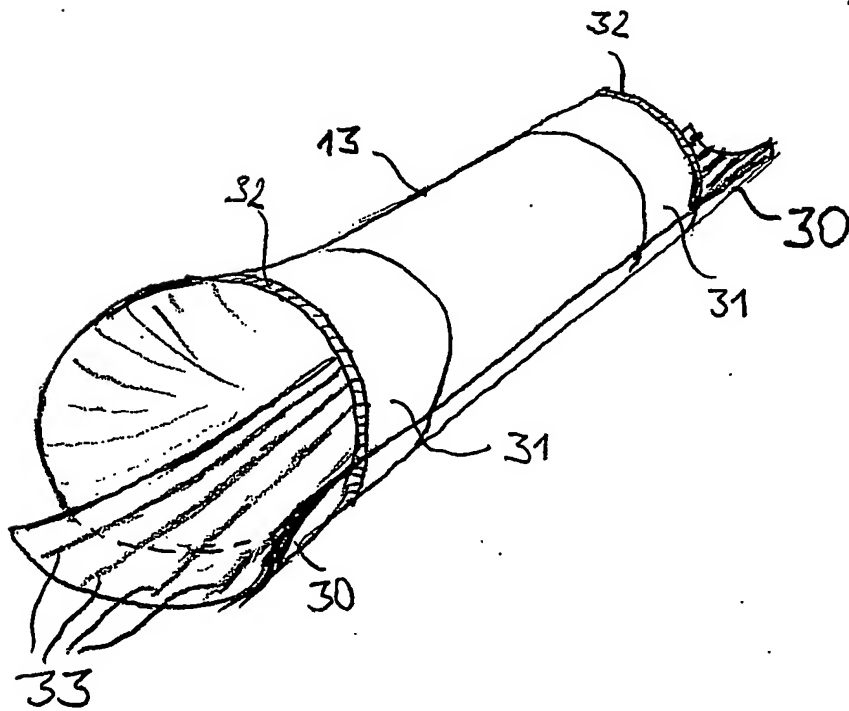


FIG 6

Fig 8

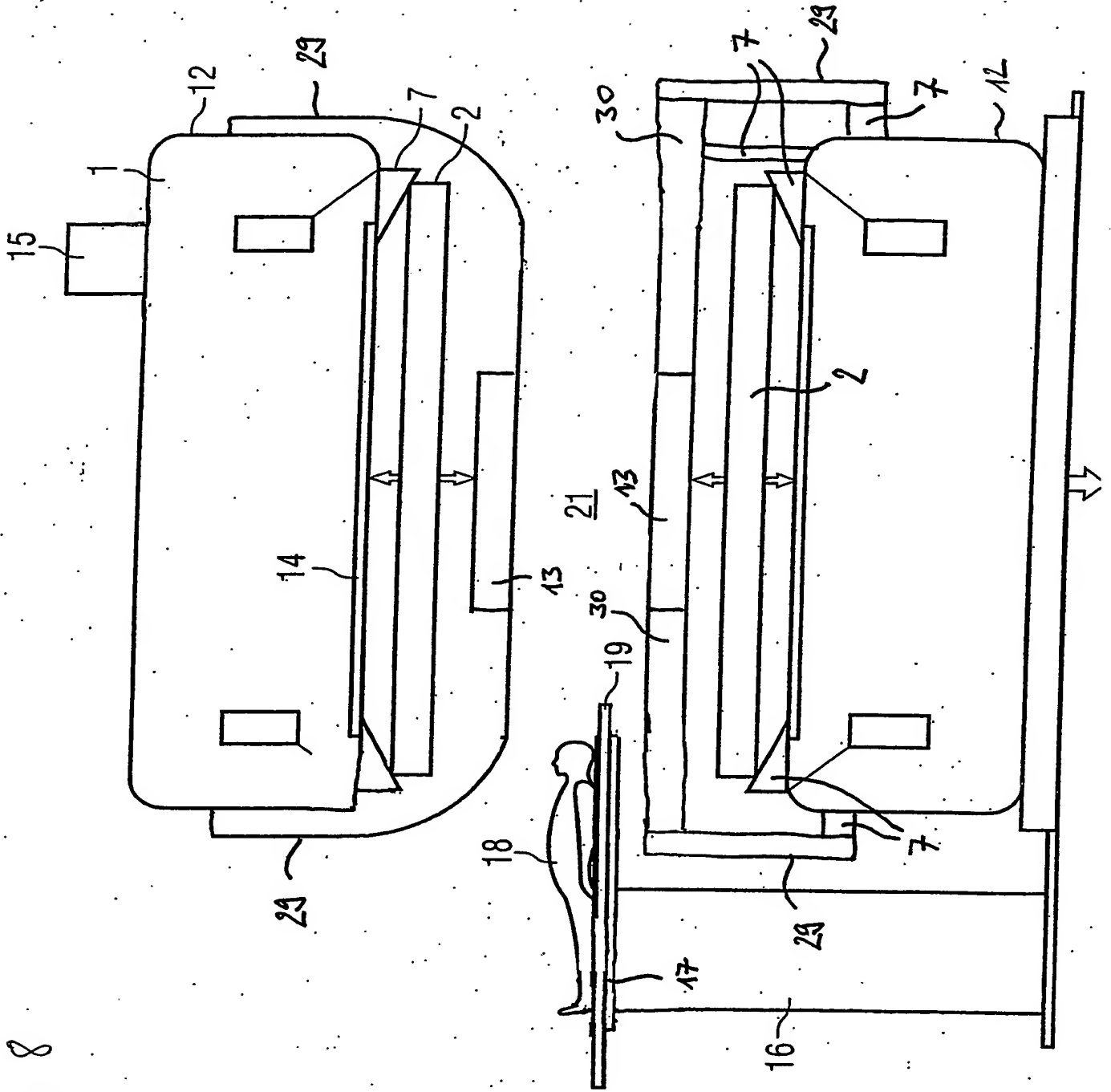


FIG 9

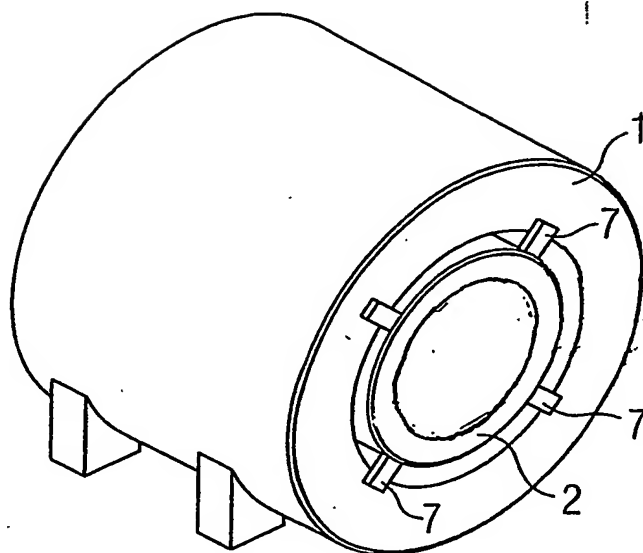
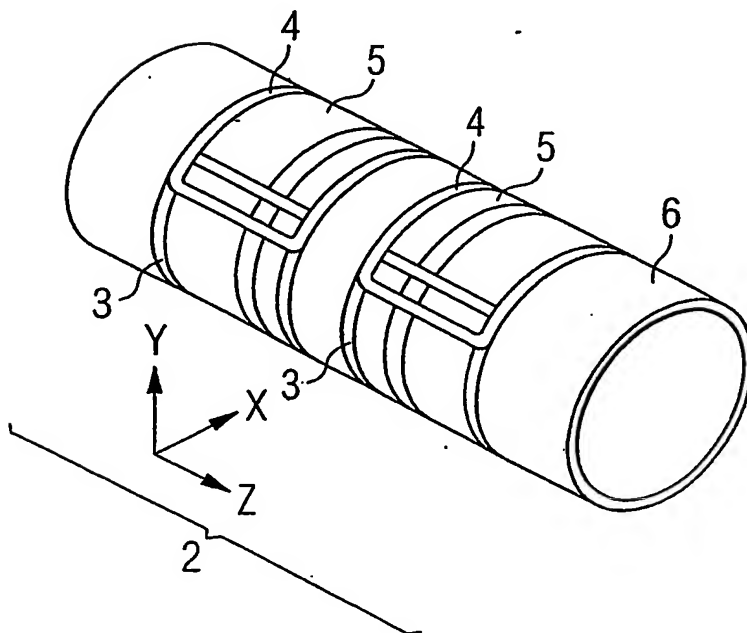


FIG 10



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.